

PCT/IB 03 7 0 6 0 3 3

F 17.12.03)

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 03 JUL. 2003

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

BEST AVAILABLE COPY

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr



26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354*03

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE page 1/2



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 540 • 9 / 210502

REMISE DES PIÈCES DATE 30 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0216861 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI 30 DEC. 2002		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE Christine THOMAS Société Civile S.P.I.D. 209 rue de l'Université 75008 PARIS	
Vos références pour ce dossier (facultatif) PHFR020146			
Confirmation d'un dépôt par télécopie		<input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie	
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N°	Date
ou demande de certificat d'utilité initiale		N°	Date
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/>	Date
Demande de brevet initiale		N°	Date
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Détection de défauts de petite taille en imagerie ultrasonore médicale.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation Date Pays ou organisation Date Pays ou organisation Date <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input checked="" type="checkbox"/> Personne morale <input type="checkbox"/> Personne physique	
Nom ou dénomination sociale		KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.	
Prénoms			
Forme juridique		Société de droit Néerlandais	
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Domicile ou siège	Rue	Groenewoudseweg 1,	
	Code postal et ville	15 16 12 11 BA EINDHOVEN	
	Pays	PAYS-BAS	
Nationalité		Néerlandaise	
N° de téléphone (facultatif)		N° de télécopie (facultatif)	
Adresse électronique (facultatif)			
<input type="checkbox"/> S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»			

Remplir impérativement la 2^{ème} page



26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354*03

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE page 1/2



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 p II / 210502

REMISE DES PIÈCES DATE 30 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 02 16861 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE Christine THOMAS Société Civile S.P.I.D. 156 Boulevard Haussmann 75008 PARIS	
Vos références pour ce dossier (facultatif) PHFR020146			
Confirmation d'un dépôt par télécopie		<input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie	
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date _____	
ou demande de certificat d'utilité initiale		N° _____ Date _____	
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N° _____ Date _____	
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Détection de défauts de petite taille en imagerie ultrasonore médicale.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date _____ Pays ou organisation _____ N° _____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)		<input checked="" type="checkbox"/> Personne morale <input type="checkbox"/> Personne physique	
Nom ou dénomination sociale		KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.	
Prénoms			
Forme juridique		Société de droit Néerlandais	
N° SIREN		_____	
Code APE-NAF		_____	
Domicile ou siège	Rue	Groenewoudseweg 1,	
	Code postal et ville	5 6 2 1 BA EINDHOVEN	
	Pays	PAYS-BAS	
Nationalité		Néerlandaise	
N° de téléphone (facultatif)		N° de télécopie (facultatif)	
Adresse électronique (facultatif)			
<input type="checkbox"/> S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»			

**BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ**

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE
page 2/2

BR2

REMISE DES PIÈCES DATE 30 DEC 2002 N° D'ENREGISTREMENT 75 INPI PARIS NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0216861		Réservé à l'INPI	DB 540 W / 210502
6 MANDATAIRE (s'il y a lieu)		THOMAS	
Nom		Christine	
Prénom		Société Civile S.P.I.D.	
Cabinet ou Société			
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel		07036 - délégation de pouvoir 10473	
Adresse	Rue	156 Bd Haussmann	
	Code postal et ville	75 010 18 PARIS	
	Pays	FRANCE	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			
7 INVENTEUR (S)		Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques	
Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'Inventeur(s)	
8 RAPPORT DE RECHERCHE		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)	
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/>	
Paiement échelonné de la redevance (en deux versements)		Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention (joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence) : AG [] [] [] [] []	
10 SÉQUENCES DE NUCLEOTIDES ET/OU D'ACIDES AMINÉS		<input type="checkbox"/> Cochez la case si la description contient une liste de séquences	
Le support électronique de données est joint		<input type="checkbox"/>	
La déclaration de conformité de la liste de séquences sur support papier avec le support électronique de données est jointe		<input type="checkbox"/>	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
11 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) Christine THOMAS Mandataire SPID 422-5/SQ98 Paris, le 30/12/2002		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI M. MARTIN	

Description :

L'invention concerne un procédé d'analyse d'un milieu organique incluant potentiellement des défauts au sein d'une structure bruitée, ledit milieu étant excité par des signaux ultrasonores émis par un ensemble de transducteurs. L'invention concerne en particulier l'imagerie médicale et les fonctions avancées qui peuvent être implémentées dans des appareils d'imagerie ultrasonore. L'invention intéresse en particulier l'imagerie du sein et la détection de micro-calcifications dans le sein.

Un tel procédé est connu de l'article « Ultrasonic Nondestructive Testing of Scattering Media Using the Decomposition of the Time-Reversal Operator », publié dans IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control, Vol. 49, N° 8, Août 2002, par E. Kerbrat, C. Prada, D. Cassereau and M. Fink. Le procédé connu propose d'étudier le milieu en utilisant la décomposition de l'opérateur de retournement temporel. Selon le procédé proposé, un premier transducteur d'une barrette de transducteurs est excité par une excitation courte et les signaux résultant de la réponse du milieu sont reçus sur la totalité des transducteurs de ladite barrette. Cette opération est répétée pour chacun des transducteurs avec la même excitation. Une matrice carrée de transfert K est alors obtenue en réalisant une transformée de Fourier des réponses du milieu. L'opérateur de retournement temporel est alors défini par K^*K et peut être diagonalisé. Le nombre de valeurs propres significativement non nulles est égal au nombre de défauts détectés par ledit procédé. Lesdits défauts sont ensuite localisés à l'aide d'un calcul des vecteurs propres.

Le procédé proposé dans ce document présente l'inconvénient de nécessiter de nombreuses excitations particulières au procédé. Le caractère particulier de ces excitations ne permet de rendre compte que d'une partie de l'information présente dans le milieu. Cette méthode doit donc être utilisée en parallèle et de manière indépendante à d'autres insonifications du milieu permettant d'avoir accès à d'autres informations, par exemple pour obtenir une image du milieu. De plus, ces excitations particulières ne peuvent pas être réalisées par un appareil d'imagerie ultrasonore commun et l'utilisation d'un appareil spécifique est donc obligatoire. C'est un problème dans le domaine de l'imagerie médicale, ce domaine exigeant une acquisition aisée et rapide des données pour des applications nécessitant des résultats rapides voire en temps réel. De plus selon la méthode exposée ici, peu d'énergie est transmise au milieu et ceci résulte en une propagation limitée des ultrasons. Cette propagation limitée ne permet la formation d'images ultrasonores correctes.

Un objet de l'invention est de fournir un procédé d'analyse d'un milieu incluant potentiellement des défauts au sein d'une structure bruitée, ledit milieu étant excité par des signaux ultrasonores ne présentant pas les inconvénients du procédé de l'art antérieur.

L'objet de l'invention est atteint au moyen d'un procédé d'analyse conforme au paragraphe introductif tel que les signaux ultrasonores sont focalisés à une profondeur donnée selon M excitations successives distinctes pour obtenir une image de ladite profondeur après réception des réponses du milieu, tel qu'il inclut en outre les étapes de :

- 5 - construction d'une matrice de réponses rectangulaire de dimension $N \times M$ dont un coefficient K_{nm} représente la réponse du milieu reçue par le transducteur n suite à une excitation m,
- décomposition en valeurs singulières de ladite matrice de réponses,
- 10 - utilisation des vecteurs singuliers correspondant aux dites valeurs singulières pour localiser des zones singulières correspondant à des défauts du milieu.

Selon l'invention, le milieu est excité selon des focalisations classiquement utilisées en imagerie ultrasonore, par exemple centrées sur des transducteurs successifs ou sur des fractions géométriques successives des transducteurs d'une barrette de transducteurs.

- 15 L'invention utilise les réponses échographiques du milieu reçues individuellement sur chacun des transducteurs pour localiser des défauts au sein du milieu. L'invention ne requiert donc pas d'excitations particulières du milieu et permet donc d'effectuer une unique acquisition de données. De plus, l'invention peut être mise en œuvre dans un appareil d'imagerie ultrasonore moyennant des modifications mineures pour obtenir une amélioration notable dans la détection et la localisation de réflecteurs qui sont à l'origine des zones
- 20 singulières par modification localisée des propriétés de réflexion.

- Dans un premier mode de réalisation, une matrice de réponses K_{nm} est obtenue pour une pluralité de fréquences. Il sera en effet noté dans la suite que les différentes valeurs singulières n'apparaissent pas avec la même intensité pour toutes les fréquences. Il peut être ainsi avantageux de construire plusieurs matrices de réponses, chacune pour une
- 25 fréquence d'une pluralité de fréquences.

- Dans un mode de réalisation avantageux, M excitations successives sont réalisées pour une pluralité de profondeurs dudit milieu. Cela est généralement réalisé pour acquérir une image et avantageusement utilisé pour construire des matrices de réponses à différentes profondeurs aussi pour avoir une détection de zones singulières sur une zone
- 30 étendue du milieu.

- Dans une mise en œuvre préférée de l'invention, l'étape d'utilisation des vecteurs propres pour localiser une zone singulière conduit à la formation d'une image binaire du milieu : la valeur 1 étant affectée aux zones pour lesquelles la présence d'un réflecteur cohérent est détecté, la valeur 0 étant affectée ailleurs (par exemple dans les zones
- 35 bruitées). Ce mode de réalisation a pour but de permettre une visualisation de l'information donnée par le procédé selon l'invention et en particulier peut permettre une exploitation de

ces informations pour, par exemple, adapter l'insonification du milieu, traiter différemment les zones où un défaut est détecté...

L'invention permet d'introduire dans tout appareil ultrasonore des moyens de détection de réflecteur cohérent au sein d'un milieu duquel résultent des données bruitées.

- 5 Ainsi l'invention concerne aussi un appareil destiné à l'analyse d'un milieu incluant potentiellement des défauts au sein d'une structure bruitée, ledit appareil incluant un ensemble de transducteurs pour émettre des signaux ultrasonores focalisés à une profondeur donnée selon M excitations successives distinctes, un module de formation d'images pour obtenir une image de ladite profondeur après réception des réponses du milieu, tel qu'il inclut un module d'exploitation desdites réponses pour :
- 10 - construire une matrice de réponses rectangulaire de dimension $N \times M$ dont un coefficient K_{nm} représente la réponse du milieu reçue par le transducteur n suite à une excitation m,
- décomposer en valeurs singulières ladite matrice de réponses,
- 15 - utiliser les vecteurs singuliers correspondant aux dites valeurs singulières pour localiser des zones singulières correspondant à des défauts du milieu.

Ainsi, l'invention trouve une application avantageuse dans le domaine de l'imagerie médicale et particulièrement dans l'imagerie ultrasonore pour laquelle les images obtenues sont classiquement bruitées et les modifications de réflexion cohérentes difficiles à détecter. Un appareil selon l'invention est ainsi classiquement une station d'imagerie médicale.

- 20 En permettant de localiser des réflecteurs cohérents sinon invisibles sur une image combinée, l'invention contribue encore à l'affinement des résultats d'imagerie et peut permettre des diagnostics plus précis et plus justes dans le cas particulier de l'imagerie médicale.

- L'invention concerne également un module d'exploitation de signaux pouvant être inséré au sein d'un appareil d'imagerie incluant un ensemble de transducteurs pour émettre des signaux ultrasonores focalisés à une profondeur donnée selon M excitations successives distinctes, un module de formation d'images pour obtenir une image de ladite profondeur après réception des réponses du milieu, ledit module d'exploitation de signaux étant destiné à exploiter lesdites réponses du milieu en :

- 25 - construisant une matrice de réponses rectangulaire de dimension $N \times M$ dont un coefficient K_{nm} représente la réponse du milieu reçue par le transducteur n suite à une excitation m,
- décomposant en valeurs singulières ladite matrice de réponses,
- 30 - utilisant les vecteurs singuliers correspondant aux dites valeurs singulières pour localiser des zones singulières correspondant à des défauts du milieu.

35

L'invention est décrite en détail ci-après en référence aux dessins schématiques annexés, dans lesquels :

- la figure 1 est un schéma explicitant la réception selon l'invention des signaux échographiques en provenance d'un milieu et la formation de la matrice de réponses rectangulaire,
- la figure 2 est un schéma fonctionnel partiel d'un appareil d'imagerie ultrasonore implémentant l'invention,
- la figure 3 est un graphe des valeurs propres obtenues selon le premier mode de réalisation de l'invention,
- la figure 4 illustre la localisation d'une zone singulière selon l'invention,
- la figure 5 illustre une application de l'invention sur une image ultrasonore,
- la figure 6 est un schéma fonctionnel général d'un appareil d'analyse d'un milieu selon l'invention.

Les remarques suivantes concernent les signes de référence. Des entités similaires sont désignées par des lettres identiques dans toutes les figures. Plusieurs entités similaires peuvent apparaître dans une seule figure. Dans ce cas, un chiffre ou un suffixe est ajouté à la référence par lettres afin de distinguer des entités similaires. Le chiffre ou le suffixe peut être omis pour des raisons de convenance. Ceci s'applique pour la description ainsi que pour les revendications.

La description qui va suivre est présentée pour permettre à un homme du métier de réaliser et de faire usage de l'invention. Des alternatives diverses au mode de réalisation préféré seront évidentes à l'homme du métier et les principes génériques de l'invention exposés ici peuvent être appliqués à d'autres mises en œuvre. Ainsi, la présente invention n'est pas censée être limitée au mode de réalisation décrit mais plutôt avoir la portée la plus large en accord avec les principes et les caractéristiques décrits ci-après.

La figure 1 représente un schéma explicitant la réception de signaux ultrasonores échographiques en provenance d'un milieu MID selon les besoins de l'invention. Le milieu MID est excité par des ondes ultrasonores focalisées FOC. La focalisation est réalisée sur P transducteurs TR d'une barrette de transducteurs ARR et centrée sur le milieu géométrique de ces P transducteurs. Selon la figure 1, $P=4$. Les techniques de focalisation permettent en effet de centrer l'onde en n'importe quel point de la barrette de transducteurs. Selon l'invention, les signaux échographiques renvoyés par le milieu MID sont alors enregistrés sur chacun des N transducteurs AR de la barrette ARR de transducteurs TR. Selon les procédés d'acquisition ultrasonore classiquement utilisés en imagerie médicale, l'excitation est ensuite répétée selon une même focalisation sur P transducteurs mais décalée par rapport à la précédente selon une direction de balayage indiquée par exemple sur la figure 1 par la flèche SC. Ainsi, selon un balayage classique, M acquisitions sont réalisées. Le nombre d'acquisition M peut varier et est généralement différent du nombre N de transducteurs TR

de la barrette ARR de transducteurs TR. De plus, les acquisitions classiques sont réalisées généralement et selon un mode réalisation avantageux de l'invention pour diverses profondeurs de focalisation représentées par les points F1, F2, F3. Chaque acquisition à une profondeur donnée donne des informations particulières à ladite profondeur. Cependant, ces excitations ne permettent pas d'accéder aux réponses inter-éléments à une impulsion indispensables à la mise en œuvre du procédé proposé dans l'art antérieur.

La figure 2 est un schéma fonctionnel partiel d'un appareil d'imagerie ultrasonore implémentant l'invention. Ce schéma fonctionnel montre plus particulièrement une acquisition réalisée selon l'invention à partir d'une première excitation $m=1$ réalisée par une onde de spectre fréquentiel large focalisée sur les P premiers transducteurs de la barrette de transducteurs. Par exemple le spectre est centré sur une fréquence de 3 à 5 MHz et possède une largeur de bande de 40% de la bande passante. Les signaux échographiques $S[n=1, m=1] \dots S[n=N, m=1]$ sont reçus indépendamment par chacun des transducteurs n , $n \in [1, N]$, à la suite de l'excitation $m=1$ et sont transmis à des moyens de formation de faisceau BF (beamformer en anglais) de manière à ensuite générer une image ultrasonore selon les moyens connus de l'homme du métier. Cette image ultrasonore permet généralement, en se référant à la figure 5, de voir le milieu MID et un objet OBJ inclus dans ce milieu MID mais ne permet en général pas de distinguer un défaut X de taille petite dans l'image généralement bruitée (présence de 'speckle' en anglais). Cet objet peut par exemple être un organe et le défaut de petite taille être un réflecteur dû à la présence d'une zone malade. Ainsi pour le sein, le défaut de petite taille peut être une micro-calcification. Selon l'invention, les signaux échographiques $S[1, m=1] \dots S[N, m=1]$ (également notés S_{n1}) reçus indépendamment par chacun des transducteurs n de la totalité de la barrette de transducteurs sont aussi transmis à un sélecteur SEL qui sélectionne une partie temporelle du signal reçu sur chaque transducteur. Cette partie temporelle correspond généralement aux signaux reçus en provenance d'un voisinage d'un point de focalisation $F(1, 2 \text{ ou } 3)$ tel que présenté sur la figure 1. L'amplitude de ce voisinage dépend du compromis que l'utilisateur désire avoir entre une détection sur une profondeur importante et la précision de cette détection. Un balayage de m excitations est alors réalisé le long de la barrette de transducteurs selon les techniques classiquement utilisées dans l'imagerie ultrasonore médicale. Des parties temporelles des signaux reçus $S[1, m] \dots S[N, m]$ sont sélectionnées pour chacune des excitations m d'un balayage du milieu de M excitations, m étant ainsi inclus dans $[1, M]$. Ces parties temporelles de signaux sont notés k_{nm} ou $k[n, m]$ et sont des fonctions temporelles. Ces parties de signaux $k[n, m]$ sont alors transmises à un module PEM d'exploitation particulière des signaux. Pour chaque excitation m du balayage, ce module PEM stocke en mémoire la partie k_{nm} de la fonction de réponse S_{nm} reçue par un transducteur n du milieu MID correspondant à un certain intervalle de profondeur. Les

transformées de Fourier des signaux $k_{nm}(t)$ donnent la matrice $K = (K_{nm}(\omega))_{1 \leq n \leq N; 1 \leq m \leq M}$ qui est appelée la matrice de réponses. Ainsi est obtenue une matrice de coefficients K_{nm} représentant chacun la réponse du milieu pour une fréquence d'excitation donnée reçue par l'élément n suite à une excitation focalisée m du milieu. Cette matrice est rectangulaire et peut être calculée pour chaque fréquence du spectre, généralement selon une discrétisation de celui-ci. Il est possible de n'acquérir qu'une matrice pour une seule fréquence mais le résultat risque d'être moins précis. Les fréquences choisies peuvent être aussi sélectionnées pour respecter des contraintes de résolution et d'atténuation dans le milieu. De telles fréquences sont en effet dictées, selon l'invention, par l'acquisition de l'image ultrasonore classique du milieu.

Le module PEM calcule ensuite la décomposition en valeurs singulières de la matrice de réponses K . En effet, cette décomposition est notamment utilisée pour la résolution d'un système singulier et une matrice rectangulaire de dimension NM à coefficients réels ou complexes, peut se décomposer sous la forme $K=UDV$ avec U matrice unitaire de dimension NN et V matrice unitaire de dimension MM et D matrice diagonale de dimension NM . Les éléments diagonaux de la matrice D de dimension NM sont simplement les racines carrées des valeurs propres de la matrice K^*K où K^* est la conjuguée de la transposée.

Les vecteurs propres de la matrice K^*K sont les colonnes de U .

Dans un premier mode de réalisation, le module PEM calcule une pluralité de matrices de réponses pour une pluralité de fréquences. Dans ce cas un graphe présentant l'amplitude AMP des valeurs propres VP en fonction de la fréquence f tel que présenté sur la figure 3 est obtenu. Les valeurs propres VP1, VP2, VP3 n'apparaissent pas toutes avec la même intensité relative pour les mêmes valeurs de fréquence. Un défaut dans un milieu est marqué par un changement local de réflexion du signal et donc peut être considéré et défini par le terme de réflecteur. La correspondance entre la présence d'un réflecteur et la présence de valeur propre non nulle a été étudiée, pour la simple méthode de diagonalisation de l'opérateur de retournement temporel, dans le document « Eigenmodes of the time-reversal operator : a solution to selective focusing in multiple-target media », C. Prada, M. Fink, Wave Motion 20/1994, pp.151-163. Il est observé que l'invention permet d'obtenir également cette correspondance. Ainsi, selon l'invention, une valeur propre non nulle de la matrice rectangulaire construite dans le domaine de fréquence étudié est révélatrice de la présence d'un réflecteur. La correspondance est donc une valeur propre = un réflecteur et la valeur propre la plus grande correspond au plus important réflecteur.

Selon le premier mode de réalisation, une pluralité de matrices est construite pour différentes fréquences et une transformée inverse de Fourier des vecteurs propres c'est-à-dire les colonnes de la matrice U peut alors être calculée. Cela permet d'obtenir les vecteurs propres temporels qui correspondent aux vecteurs propres fréquentiels. Cela permet de

propager simplement en retour les vecteurs propres temporels dans le milieu de manière à déterminer des champs de pression dont les maxima correspondent aux défauts du milieu. Cette propagation en retour des vecteurs propres en phase et en amplitude utilise par exemple les techniques de focalisation réception et est généralement réalisée par des

5 moyens numériques qui simulent le champ acoustique au sein du milieu. Pratiquement un logiciel réalise cette fonction de propagation fictive d'onde temporelle. Par exemple sur la figure 4, cette première technique de propagation d'un vecteur propre temporel conduit à colorier d'une certaine façon des zones de fortes pressions PFI. Une image avec des niveaux

10 Un logiciel peut également proposer de reconstruire une matrice de propagation pour chaque profondeur du milieu alors discrétisé. Une matrice de passage du plan de la sonde au plan d'une profondeur donnée est alors obtenue permettant de localiser un réflecteur sur la dimension Y. Cette reconstruction pour différentes profondeurs peut, en utilisant le mode de réalisation avantageux, être le résultat d'une insonification du milieu selon des ondes

15 focalisées en différentes profondeurs et de manière discrétisée. Par exemple, sur la figure 1, trois focalisations de profondeur F1, F2, F3 sont réalisées et une matrice de propagation est construite pour ces trois profondeurs. Les deux techniques de localisation des zones singulières ci-avant proposées permettent d'isoler une zone et pratiquement d'afficher un champ de pression PFI sur une image ultrasonore classique d'un milieu MID présentant un

20 objet OBJ telle que présentée sur la figure 5. Un marquage est donc réalisé sur une image ultrasonore de la zone étudiée pour localiser le(s) défaut(s). Par exemple, grâce à l'invention, une micro-calcification est détectable dans le sein alors qu'elle ne peut pas être sortie du bruit ('speckle' en anglais) sur une image ultrasonore classique.

L'invention peut être mise en œuvre pour tous les types d'imagerie médicale avec acquisition

25 ultrasonore. Il est possible d'exploiter, selon l'invention, les réponses données par un milieu organique après des excitations selon différents types de focalisation utilisés dans l'imagerie ultrasonore. La densité de lignes (c'est-à-dire, l'intervalle géométrique entre deux excitations successives) peut aussi être adaptée indépendamment de l'invention mais de manière à rendre les résultats donnés par l'invention plus précis latéralement. Il est ainsi

30 possible d'avoir un nombre M supérieur à N. Dans ce cas le système à résoudre est dégénéré.

L'invention peut aussi être utilisée pour faire de la formation de faisceau d'insonification adaptable : les vecteurs propres permettent d'envoyer un fort champ de pression sur une zone délicate et par conséquent permettent d'avoir une information plus précise sur cette

35 zone.

La figure 6 représente schématiquement un appareil dans lequel est mis en œuvre un procédé selon l'invention. L'invention peut être mise en œuvre de manière inamovible ou

sous une forme modulaire, un module de détection de réflecteurs étant ajouté à un appareil ultrasonore classique. Ce module de détection reçoit les signaux échographiques indépendamment par les transducteurs de l'appareil ultrasonore et inclut, par exemple, un sélecteur SEL et un module d'exploitation PEM tels que décrits ci-avant. Sur la figure 6, un

5 appareil dans lequel l'invention est à demeure est représenté.

Cet appareil inclut une sonde PROB incluant des éléments de réception TR, ladite sonde étant reliée par des moyens classiques à un appareillage de traitement de données LAB. En plus d'un module BF pour former un faisceau de retour et une image selon les techniques connues de l'imagerie ultrasonore, ledit appareillage de traitement de données LAB inclut un

10 sélecteur SEL et un module d'exploitation PEM tels que décrits auparavant. L'appareillage LAB est relié à un module d'affichage DIS qui permet d'afficher à l'aide de fonctions classiques d'affichage, outre les images classiquement obtenues par un appareil ultrasonore, les images qui peuvent être construites à partir des informations obtenues grâce au module PEM. Un module de combinaison CMB combine par exemple les données obtenues par des

15 moyens de formation de faisceau BF et celles obtenues par le module d'exploitation PEM. Ensuite le module de combinaison CMB est relié au module d'affichage DIS. Ainsi une image telle que présentée en figure 5 et localisant les zones singulières peut être obtenue selon l'invention. Tout moyen de figuration graphique des zones singulières (image binaire, entourage de la zone...) peut être utilisé indifféremment pour application de l'invention. Une

20 interface utilisateur UIF est avantageusement reliée à l'appareillage LAB pour le contrôle de cet appareillage et son paramétrage : par exemple, une valeur-seuil de détection peut être modifiée par l'utilisateur ainsi que la valeur de l'incréméntation en profondeur qui peut déterminer la précision de la localisation/détection d'un réflecteur, objet de l'invention.

L'invention permet d'obtenir une localisation précise de défauts réflecteurs au sein d'un milieu homogène pour lequel des signaux bruités (« speckle » en anglais) sont obtenus, signaux au sein desquels il est généralement difficile de détecter de tels défauts avec les moyens connus. Dans une de ses applications, l'invention concerne avantageusement l'imagerie par image combinée (« compound imaging », en anglais) consistant à insonifier un milieu suivant des directions différentes et à combiner les résultats de manière à obtenir

30 une image plus complète et moins bruitée.

Les modules présentés auparavant pour réaliser les fonctions présentées dans les étapes du procédé selon l'invention peuvent être intégrés en tant qu'application additionnelle dans un appareil classique ultrasonore ou être mis en œuvre dans un appareil indépendant destiné à être relié à un appareil classique ultrasonore pour réaliser les fonctions selon

35 l'invention. Il existe de nombreuses façons de mettre en œuvre les fonctions présentées dans les étapes des procédés selon l'invention par des moyens logiciels et/ou matériels accessibles à l'homme du métier. C'est pourquoi les figures sont schématiques. Ainsi, bien

que les figures montrent différentes fonctions réalisées par différents blocs, cela n'exclut pas qu'un seul moyen logiciel et/ou matériel permette de réaliser plusieurs fonctions. Cela n'exclut pas non plus qu'une combinaison de moyens logiciels et/ou matériels permettent de réaliser une fonction. Bien que cette invention ait été décrite en accord avec les modes de réalisation présentés, un homme du métier reconnaîtra immédiatement qu'il existe des variantes aux modes de réalisation présentés et que ces variantes restent dans l'esprit et sous la portée de la présente invention. Ainsi, de nombreuses modifications peuvent être réalisées par un homme du métier sans pour autant s'exclure de l'esprit et de la portée définies par les revendications suivantes.

Revendications :

1. Procédé d'analyse d'un milieu organique incluant potentiellement des défauts au sein d'une structure bruitée, tel que ledit milieu est excité par des signaux ultrasonores émis par un ensemble de N transducteurs et focalisés à une profondeur donnée selon M excitations successives distinctes pour obtenir une image de ladite profondeur après réception des réponses du milieu, tel qu'il inclut en outre les étapes de :
 - construction d'une matrice de réponses rectangulaire de dimension $N \times M$ dont un coefficient K_{nm} représente la réponse du milieu reçue par le transducteur n suite à une excitation m,
 - décomposition en valeurs singulières de ladite matrice de réponses,
 - utilisation des vecteurs singuliers correspondant aux dites valeurs singulières pour localiser des zones singulières correspondant à des défauts du milieu.
2. Procédé d'analyse selon la revendication 1, selon lequel une matrice de réponses K_{nm} est obtenue pour une pluralité de fréquences.
3. Procédé d'analyse selon l'une des revendications 1 ou 2, selon lequel M excitations successives sont réalisées pour une pluralité de profondeurs dudit milieu.
4. Appareil d'imagerie médicale ultrasonore destiné à l'analyse d'un milieu organique incluant potentiellement des défauts au sein d'une structure bruitée, ledit appareil incluant un ensemble de transducteurs pour émettre des signaux ultrasonores focalisés à une profondeur donnée selon M excitations successives distinctes, un module de formation d'images pour obtenir une image de ladite profondeur après réception des réponses du milieu, tel qu'il inclut un module d'exploitation desdites réponses pour :
 - construire une matrice de réponses rectangulaire de dimension $N \times M$ dont un coefficient K_{nm} représente la réponse du milieu reçue par le transducteur n suite à une excitation m,
 - décomposer en valeurs singulières ladite matrice de réponses,
 - utiliser les vecteurs singuliers correspondant aux dites valeurs singulières pour localiser des zones singulières correspondant à des défauts du milieu.
5. Appareil selon la revendication 4, tel que une matrice de réponses K_{nm} est construite pour une pluralité de fréquences.
6. Appareil selon l'une des revendications 4 ou 5, selon lequel M excitations successives sont réalisées pour une pluralité de profondeurs dudit milieu organique.

7. Produit programme d'ordinateur destiné à être exécuté par un processeur mis en œuvre au sein d'un appareil selon l'une des revendications 4 à 6, caractérisé en ce qu'il inclut un ensemble d'instructions pour exécuter les étapes d'un procédé d'analyse d'un milieu organique tel que revendiqué dans l'une des revendications 1 à 3.

5

10

1/2

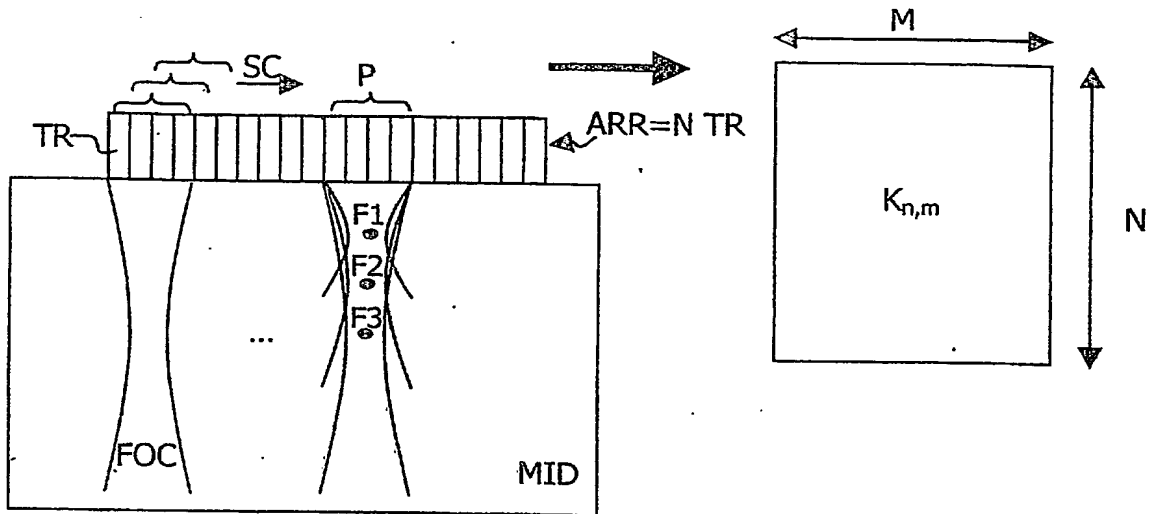


FIG.1

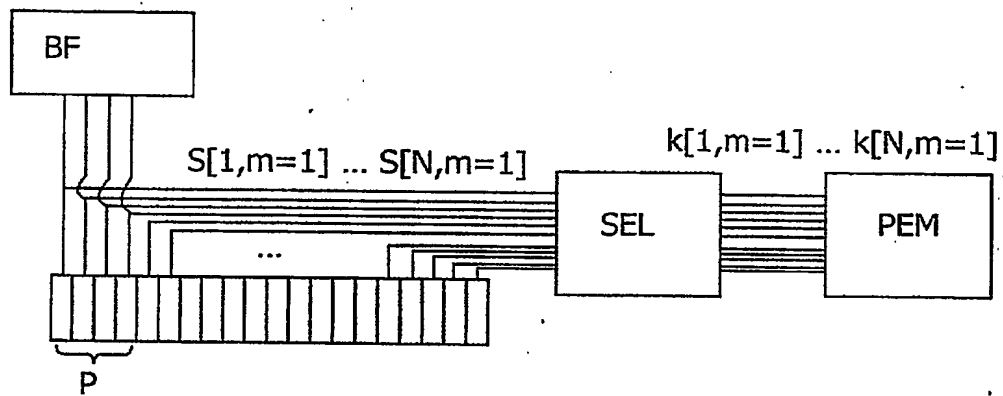


FIG.2

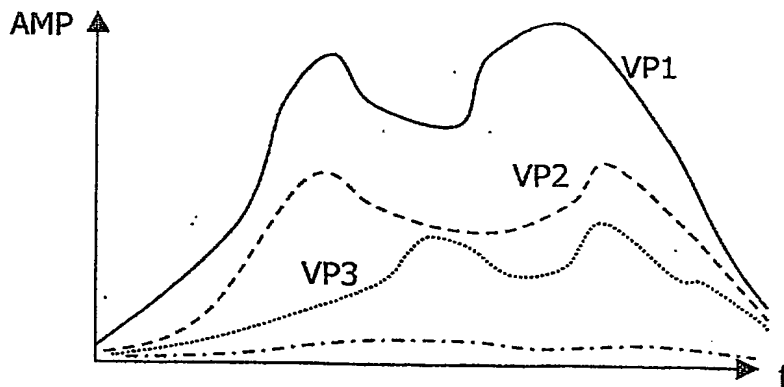


FIG.3

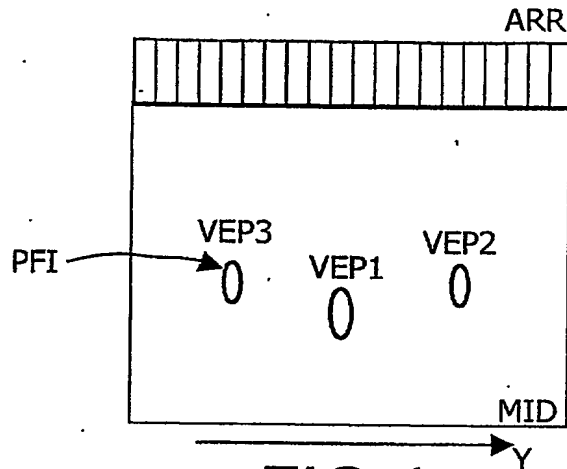


FIG. 4

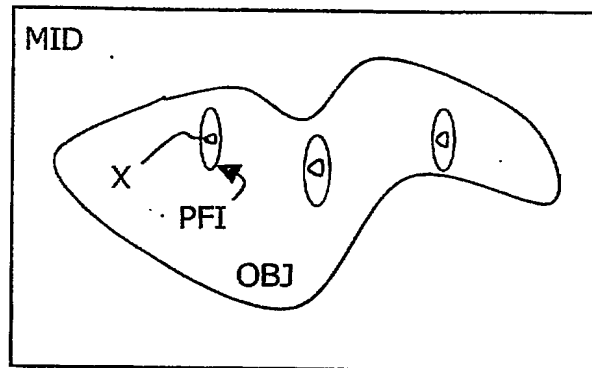


FIG. 5

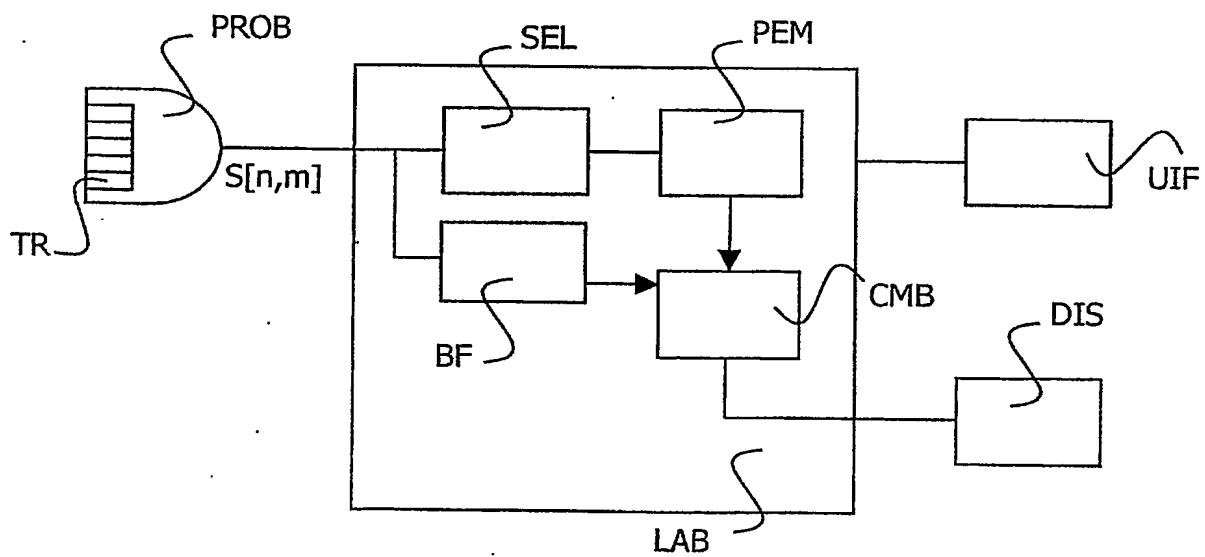


FIG. 6

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg

75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1.. / 2..

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 0 71 / 270501

Vos références pour ce dossier (facultatif)		PHFR020146
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0216861
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Détection de défauts de petite taille en imagerie ultrasonore médicale.		
LE(S) DEMANDEUR(S) : KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :		
1	Nom	PRADA
	Prénoms	Claire
Adresse	Rue	156 Bd Haussmann
	Code postal et ville	17 5 0 0 8 PARIS
Société d'appartenance (facultatif)		Société Civile S.P.I.D.
2	Nom	COHEN-BACRIE
	Prénoms	Claude
Adresse	Rue	156 Bd Haussmann
	Code postal et ville	17 5 0 0 8 PARIS
Société d'appartenance (facultatif)		Société Civile S.P.I.D.
3	Nom	FINK
	Prénoms	Matthias
Adresse	Rue	156 Bd Haussmann
	Code postal et ville	17 5 0 0 8 PARIS
Société d'appartenance (facultatif)		Société Civile S.P.I.D.
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) Christine THOMAS Mandataire SPID 422-5/S008 Paris, le 30/12/2002		

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 2.../2...

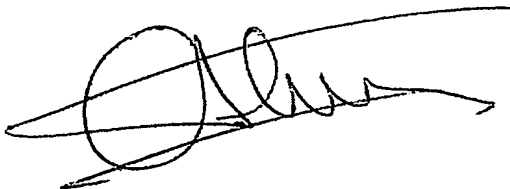
(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)

INV

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

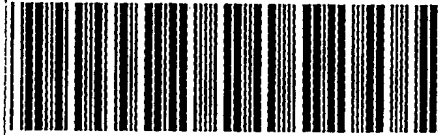
DB 113 G W / 270691

Vos références pour ce dossier (facultatif)		PHFR020146
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0216861
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) Détection de défauts de petite taille en imagerie ultrasonore médicale.		
LE(S) DEMANDEUR(S) : KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.		
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :		
1	Nom	ENTREKIN
	Prénoms	Rob
Adresse	Rue	156 Bd Haussmann
	Code postal et ville	17 5 0 0 8 PARIS
Société d'appartenance (facultatif)		Société Civile S.P.I.D.
2	Nom	
	Prénoms	
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
3	Nom	
	Prénoms	
Adresse	Rue	
	Code postal et ville	
Société d'appartenance (facultatif)		
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.		
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) Christine THOMAS Mandataire SPID 422-5/S008 Paris, le 30/12/2002		



PCT Application

IB0306033



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.